

日本国特許庁
JAPAN PATENT OFFICE

Masahiro Kimura
etal.

NOV. 17, 2003

BSKB, LLP

(03) 205-8000

0943-0142P

20f2

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出願年月日
Date of Application: 2002年11月25日

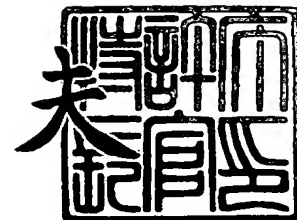
出願番号
Application Number: 特願2002-340679
[ST. 10/C]: [JP 2002-340679]

出願人
Applicant(s): 本田技研工業株式会社

2003年 9月19日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今井康夫



出証番号 出証特2003-3077487

【書類名】 特許願

【整理番号】 H102147901

【提出日】 平成14年11月25日

【あて先】 特許庁長官 殿

【国際特許分類】 A61B 5/14

【発明者】

【住所又は居所】 埼玉県和光市中央1丁目4番1号 株式会社本田技術研究所内

【氏名】 木村 真弘

【特許出願人】

【識別番号】 000005326

【氏名又は名称】 本田技研工業株式会社

【代理人】

【識別番号】 100067356

【弁理士】

【氏名又は名称】 下田 容一郎

【選任した代理人】

【識別番号】 100094020

【弁理士】

【氏名又は名称】 田宮 寛祉

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 004466

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9723773

【包括委任状番号】 0011844

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 光計測装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 近赤外光を生体の所定の部位に照射し、前記所定の部位から入射し、反射、屈折透過、散乱を繰り返した後、再び外に出た拡散反射光の解析に基づき生体物質に関する情報を検出する光計測装置であって、

前記近赤外光を生体の所定の部位に照射する光照射機構と、

前記拡散反射光を検出する光検出機構と、

前記生体の所定の部位とは別の所定の部位から脈波データを検出する脈波データ検出部と、

前記光検出機構により検出された拡散反射光に基づいた拡散反射光データから前記脈波データ検出部により検出された前記脈波データを除去する演算部と、

前記演算部による演算結果を所定のデータ態様により表示する表示部と、を有することを特徴とする光計測装置。

【請求項 2】 前記光照射機構は、近赤外領域の波長の光を発光する少なくとも 1 つの光源と前記光源からの光を通す少なくとも 1 本の光ファイバーを有することを特徴とする請求項 1 記載の光計測装置。

【請求項 3】 前記光照射機構は、近赤外領域の波長を持つ光源と、前記光源からの光を分光する分光器と、その分光した光を出力する光ファイバーから成ることを特徴とする請求項 1 記載の光計測装置。

【請求項 4】 前記光検出機構は、複数の異なる近赤外領域に感度を持つ光検出手段を有することを特徴とする請求項 1～3 のいずれか 1 項に記載の光計測装置。

【請求項 5】 前記別の所定の部位は、前記所定の部位と前記生体の心臓からの距離がほぼ等しい位置にあることを特徴とする請求項 1～4 のいずれか 1 項に記載の光計測装置。

【請求項 6】 前記別の所定の部位は、耳たぶであることを特徴とする請求項 1～5 のいずれか 1 項に記載の光計測装置。

【請求項 7】 前記生体物質に関する情報は、酸素化ヘモグロビンの濃度、

脱酸素化ヘモグロビンの濃度、全ヘモグロビンの濃度、または血液量のうち少なくとも1つを含むことを特徴とする請求項1～6のいずれか1項に記載の光計測装置。

【請求項8】 前記生体物質に関する情報は、グルコースの濃度であることを特徴とする請求項1～6のいずれか1項に記載の光計測装置。

【請求項9】 前記所定の部位は、頭部であることを特徴とする請求項1～8のいずれか1項に記載の光計測装置。

【請求項10】 前記光照射機構は、さらに、前記光ファイバーの先端に設けられた集光レンズと、

前記集光レンズと前記所定の部位との距離を制御する送りねじ機構と、
電圧印加時の伸縮によって前記集光レンズの方向を制御するピエゾ素子と、を有することを特徴とする請求項2～9のいずれか1項に記載の光計測装置。

【請求項11】 光計測装置の制御用コンピュータに光計測処理を実行させるためのプログラムであって、

光照射機構位置制御手段により光照射機構の一端を生体の所定の部位に接近させる手順と、

測距手段の測定値に基づき前記光照射機構の一端が所定位置に位置したか否かを判定する手順と、

走査制御手段により前記光照射機構の一端を走査させながら、光源から発せられた近赤外光を該光照射機構の一端から前記所定の部位に照射させる手順と、

光検出機構を介して得られた拡散反射光による検出信号から、脈波データ検出手段を介して得られた脈波データ分を除去する手順と、

前記脈波データ分が除去された検出信号に基づき前記所定の部位における生体物質の濃度を算出する手順と、を有するプログラム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、光計測装置に関し、特に、近赤外光による生体物質に関する情報を検出する光計測装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】

従来より、近赤外光を頭部に照射して大脳表層付近の血液量の変化を計測する技術が知られている。これは、酸素化ヘモグロビンと脱酸素化ヘモグロビンの吸光特性の違いを利用する技術である。近赤外光計測装置を用いた計測時には、可撓性を持つ板部に複数の光ファイバーを取り付けた「計測プローブ」を被験者の頭部に固定し、光ファイバーから頭部に近赤外光を照射して、大脳表層付近を通過した拡散反射光を解析している。この解析によって、脳内の血液の分布状態が判明し、計測時に刻々と変化する脳の活動している部分が分かる。

【0003】

このような測定を行うための装置として、生体を通過する光（生体通過光）を光電変換する光検出器と、光電変換した信号を必要に応じて増幅あるいは任意周波数成分を弁別する回路とによって構成される光検出機構を有する生体光計測装置が下記の特許文献1に開示されている。この装置は光検出機構後段あるいは内部にバイアス調整回路および増幅器を有し、計測される生体通過光強度と生体通過光強度の雑音に応じて、バイアス調整回路における信号加減値および増幅器の増幅率を設定する。

【0004】

また、下記特許文献2では、光源部から放射される光の強度に任意の周波数で変調を印加して被検体に照射し、被検体内部を通過して検出された光を電気信号に変換し、周波数フィルターを通過した後増幅し、位相検波を行うことを特徴とする装置が開示されている。

【0005】

【特許文献1】

特開平11-164826号公報

【特許文献2】

特開平11-169361号公報

【0006】

【発明が解決しようとする課題】

上記の生体光計測装置を用いて頭部の測定を行う場合、図 8 に示すように、光照射部 100 により頭部 101 に近赤外光 102 を照射したとき、頭皮 103、頭蓋骨 104、大脳 105 内を反射、屈折透過、散乱を繰り返した後、再び外に出る拡散反射光 106 が光検出機構 107 によって検出される。このとき、頭皮 103 付近には複数の動脈 108 が存在するため、生体光計測装置で検出する拡散反射光 106 は動脈 108 の影響を受ける。例えば、測定しようとするものが、大脳内の血液の分布状態などの場合には、動脈 108 での搏動が影響してしまうと、計測される信号に動脈 108 での血流の流れによる信号が重なってしまい、大脳 105 内での血液の分布状態の正確な測定は困難となってしまうという問題点がある。

【0007】

本発明の目的は、上記問題を解決するため、脳内や他の部位での血液分布やグルコースなどの生体物質の分布などの正確な測定をすることができる光計測装置を提供することにある。

【0008】

【課題を解決するための手段および作用】

本発明に係る光計測装置は、上記の目的を達成するために、次のように構成される。

【0009】

第 1 の光計測装置（請求項 1 に対応）は、近赤外光を生体の所定の部位に照射し、所定の部位から入射し、反射、屈折透過、散乱を繰り返した後、再び外に出た拡散反射光の解析に基づき生体物質に関する情報を検出する光計測装置であって、近赤外光を生体の所定の部位に照射する光照射機構と、拡散反射光を検出する光検出機構と、生体の所定の部位とは別の所定の部位から脈波データを検出する脈波データ検出部と、光検出機構により検出された拡散反射光に基づいた拡散反射光データから脈波データ検出部により検出された脈波データを除去する演算部と、演算部による演算結果を所定のデータ態様により表示する表示部と、を有することで特徴づけられる。

【0010】

第1の光計測装置によれば、拡散反射光データから脈波データ分が差分されるので、ノイズである動脈の搏動に伴う信号分が取り除かれ、生体物質情報が高精度に検出される。

【0011】

第2の光計測装置（請求項2に対応）は、上記の構成において、好ましくは光照射機構は、近赤外領域の波長の光を発光する少なくとも1つの光源と光源からの光を通す少なくとも1本の光ファイバーを有することで特徴づけられる。

【0012】

第2の光計測装置によれば、光照射機構の光ファイバを複数本で構成することにより、複数の箇所での測定を同時に行うことができるので、測定する生体物質の分布も測定でき、正確な生体物質情報を得ることができる。また、光源をそれぞれ異なる波長を持つ複数の光源とすることで、生体物質を異なる波長の光によって計測し、それらの拡散反射光を解析することにより確実な生体物質情報を得ることができる。

【0013】

第3の光計測装置（請求項3に対応）は、上記の構成において、好ましくは光照射機構は、近赤外領域の波長を持つ光源と、光源からの光を分光する分光器と、その分光した光を出力する光ファイバーから成ることで特徴づけられる。

【0014】

第3の光計測装置によれば、分光器を用いることで1つの光源であっても複数の波長の近赤外光を照射する光計測装置を提供することができる。

【0015】

第4の光計測装置（請求項4に対応）は、上記の構成において、好ましくは光検出機構は、複数の異なる近赤外領域に感度を持つ光検出手段を有することで特徴づけられる。

【0016】

第4の光計測装置によれば、光検出機構は、複数の異なる近赤外領域に感度を持つ光検出手段を有するため、近赤外領域の拡散反射光を正確に検出することができる。

【0017】

第5の光計測装置（請求項5に対応）は、上記の構成において、好ましくは別の所定の部位は、所定の部位と生体の心臓からの距離がほぼ等しい位置にあることで特徴づけられる。

【0018】

第5の光計測装置によれば、別の所定の部位は、所定の部位と生体の心臓からの距離が等しい位置にあるため、所定の部位での脈波データと位相差等のない同等な脈波データを別の所定の部位においても得られるので、その脈波データに基づいて、解析を行うことにより、脈波を取り除いたデータだけを正確に得ることができる。

【0019】

第6の光計測装置（請求項6に対応）は、上記の構成において、好ましくは別の所定の部位は、耳たぶであることで特徴づけられる。

【0020】

第6の光計測装置によれば、別の所定の部位は、耳たぶであるため、容易に脈波データを検出することができる。

【0021】

第7の光計測装置（請求項7に対応）は、上記の構成において、好ましくは生体物質に関する情報は、酸素化ヘモグロビンの濃度、脱酸素化ヘモグロビン、全ヘモグロビンの濃度、または血液量のうち少なくとも1つを含むことで特徴づけられる。

【0022】

第7の光計測装置によれば、生体物質に関する情報は、酸素化ヘモグロビンの濃度、脱酸素化ヘモグロビン、全ヘモグロビンの濃度、血液量のうち少なくとも1つを含むため、測定する部位での血液量を測定することができる。また、血液量が得られるので測定する部位の活動する様子を観測することができる。

【0023】

第8の光計測装置（請求項8に対応）は、上記の構成において、好ましくは生体物質に関する情報は、グルコースの濃度であることで特徴づけられる。

【0024】

第8の光計測装置によれば、生体物質に関する情報は、グルコースの濃度であるため、測定する部位での糖代謝を観測することができる。

【0025】

第9の光計測装置（請求項9に対応）は、上記の構成において、好ましくは所定の部位は頭部であることで特徴づけられる。

【0026】

第9の光計測装置によれば、所定の部位は頭部であるため、脳内の血液分布を測定することができる。

【0027】

第10の光計測装置（請求項10に対応）は、上記の構成において、好ましくは光照射機構は、さらに、光ファイバーの先端に設けられた集光レンズと、集光レンズと所定の部位との距離を制御する送りねじ機構と、電圧印加時の伸縮によって集光レンズの方向を制御するピエゾ素子と、を有することで特徴づけられる。

【0028】

第10の光計測装置によれば、光照射機構は、さらに、光ファイバーの先端に設けられた集光レンズと、集光レンズと所定の部位との距離を制御する送りねじ機構と、電圧印加時の伸縮によって集光レンズの方向を制御するピエゾ素子と、を有するため、送りねじ機構により集光レンズと所定の部位との距離を精度良く決めることができる。また、ピエゾ素子により集光レンズの方向を制御し、照射光を走査することができるので、髪の毛に遮られない光を頭皮に照射することができる。

【0029】

第1のプログラム（請求項11に対応）は、光計測装置の制御用コンピュータに光計測処理を実行させるためのプログラムであって、光照射機構位置制御手段により光照射機構の一端を生体の所定の部位に接近させる手順と、測距手段の測定値に基づき光照射機構の一端が所定位置に位置したか否かを判定する手順と、走査制御手段により光照射機構の一端を走査させながら、光源から発せられた近

赤外光を該光照射機構の一端から所定の部位に照射させる手順と、光検出機構を介して得られた拡散反射光による検出信号から、脈波データ検出手段を介して得られた脈波データ分を除去する手順と、脈波データ分が除去された検出信号に基づき所定の部位における生体物質の濃度を算出する手順と、を有することで特徴づけられる。

【0030】

第1のプログラムによれば、光計測装置を用いて確実に精度よく生体物質の濃度を測定することができる。

【0031】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の好適な実施形態を添付図面に基づいて説明する。

【0032】

実施形態で説明される構成、形状、大きさおよび配置関係については本発明が理解・実施できる程度に概略的に示したものにすぎず、また、数値および各構成の組成（材質）については例示にすぎない。従って本発明は、以下に説明される実施形態に限定されるものではなく、特許請求の範囲に示される技術的思想の範囲を逸脱しない限り様々な形態に変更することができる。

【0033】

図1は、本実施形態に係る光計測装置の全体構成図である。光計測装置10は、光照射機構11と光検出機構12と脈波データ検出部13と演算部14と表示部15と操作部16と光照射機構制御装置17から構成される。

【0034】

光照射機構11は、近赤外光を生体1の所定の部位に照射する装置であり、近赤外領域の互いに異なる複数の波長の光を発光する光源18と、その光源18からの光を通す光ファイバー19から成る。光源18は、例えば、半導体レーザ、発光ダイオードなどの単色光源、あるいは、ハロゲンランプやタングステンランプなどの近赤外領域波長を持つ光源である。また、連続スペクトルを持つ光源からの光を単一波長の光を透過する干渉フィルタなどの複数のフィルタを介して照射するようにしてもよい。更に、複数の単一波長の光を出射するようにしたり、

連続スペクトルを持つ光源からの光を分光器を通して単色光源にするようにしたものを用いても良い。

【0035】

図1では、光ファイバー19として、一本の光ファイバーを図示しているが、光照射機構11は、近赤外領域の波長の光を照射する複数の光ファイバー（光照射手段）19を有するようにしてもよい。そのときには、複数の箇所での測定を同時に行うことができるので、広い領域における生体物質の分布も測定でき、正確な生体物質情報を得ることができる。

【0036】

また、複数の光照射手段は、それぞれ異なる波長の光を発光する光源からの光を通した複数の光ファイバーでもよく、そのときには、生体物質を異なる波長の光によって計測するので、それらの拡散反射光を解析することにより確実な生体物質情報を得ることができる。

【0037】

さらに、光照射機構11は、複数の異なる近赤外領域の波長の光を出力する光ファイバーであるようにもでき、そのときには、一箇所の部位での生体物質の情報を複数の異なる近赤外領域の光で計測するので、一箇所の部位での生体物質の情報を正確に得ることができる。

【0038】

光ファイバー19は、光源18からの光を生体1の所定の部位に近赤外光を照射するためのものであり、単一の光ファイバーか、光ファイバー束（以降両者を総称して光ファイバーと略す）を用いる。光ファイバーの一方の先端は光源18に接続され、他方の先端は装着ユニット20に取り付けられている。

【0039】

図2は、装着ユニット20部の拡大図である。この装着ユニット20は、頭部の測定を行うときに用いるものであり、図2は、装着ユニット20の第1の例であり、ヘルメット21に穴22が設けられ、その穴22に、光ファイバー19を通すためのガイド24が設けられており、そのガイド24には、光ファイバーガイドカバー25が設けられ、光ファイバーガイドカバー25には、モータ26に

よって駆動される送りねじ機構（光照射機構位置制御手段）27が取り付けられている。また、光ファイバーガイドカバー25の先端面にはレンズ30が配置され、このレンズ30は例えばレンズの周囲にレンズを囲むように等間隔に配置された4つのピエゾ素子（走査制御手段）29によって支持されている。光ファイバーガイドカバー25の近くには測距装置28が固定されている。送りねじ機構27は、光ファイバーガイドカバー25を上下方向に移動させる。測距装置28は、頭皮から測距装置28までの距離を測定し、その測定された距離に基づいて光ファイバー19の先端のレンズ30を位置決めをする。また、ピエゾ素子29は、レンズ30を測定の時に首振り動作し、照射光を走査させることで、髪の毛を避けて頭皮に直接光が照射されるようにする。それにより、髪の毛で光の照射量が大きく低減することが防止される。

【0040】

光ファイバーガイドカバー25の先端面にはレンズ30が配置され、このレンズ30は例えばレンズの周囲にレンズを囲むように等間隔に配置された4つのピエゾ素子29によって支持されている。ピエゾ素子29は光ファイバーガイドカバー25の先端面に固定されている。レンズ30は、光ファイバー19の先端面から出射された近赤外光を集光し、頭皮の表面に照射させる。各ピエゾ素子29は全体がロッド形状であり、上下方向（光ファイバー19の軸方向）に積層構造を有するように形成されている。4つのピエゾ素子29のそれぞれに独立に上下方向に所要の直流電圧を印加すると、各ピエゾ素子29を独立に上下方向に伸縮させることができる。これによって、例えば、一对の対向する2つのピエゾ素子29のそれぞれに任意の直流電圧を印加させると、一对の対向する2つのピエゾ素子29の伸縮動作の状態に応じてレンズ30を適宜な角度で傾斜させることができる。他の一对の対向する2つのピエゾ素子29についても同様な伸縮動作を行わせることができ、レンズ30を適宜な角度で傾斜させることができる。さらに、レンズ30は、上記の傾斜動作を合成させることにより、ピエゾ素子29の動作特性で制限される任意の傾斜角度および傾斜方向で傾斜動作を行わせることが可能となる。4つのピエゾ素子29で支持されたレンズ30の上記のごとき傾斜動作に基づき、レンズ30に首振り動作を行わせることができる。レンズの

首振り動作の速度は、ピエゾ素子 29 の伸縮動作の特性に応じて適宜に決められる。

【0041】

図 3 は、装着ユニット 20 の第 2 の例の拡大図である。これは、光ファイバーガイドカバー 32 の先端に直接レンズ 33 を取り付け、リングガイド部材 24 を介して光ファイバーガイドカバー 32 を支える構造であり、光ファイバーガイドカバー 32 の先端の方向をピエゾ素子（走査制御手段）31 により動かすようにした点に特徴がある。第 1 の例と同様のものには、同じ符号を付してある。これも第 1 の例と同様に、ピエゾ素子 31 を作動させることにより、髪の毛を避けた光路をより多く確保するものである。光ファイバーガイドカバー 32 は、殻壁部の孔、内外の 2 つのリング状ガイドの中央孔を挿通させて配置されている。これらの孔の各々と光ファイバーガイドカバー 32 の外面との間には所要の隙間が形成され、光ファイバーガイドカバー 32 がその径方向に揺動できるような構造を有している。下側位置で筒部と光ファイバーガイドカバー 32 との間に設けられた 4 つのピエゾ素子 31 の各々は、図中、水平方向に伸縮動作を行うように設けられ、光ファイバーガイドカバー 32 の先端を左右に揺動する。例えば、図に示された左右の 2 つのピエゾ素子 31 は、一方が伸びれば、他方が縮むようにそれらの伸縮動作が制御される。この動作制御によって、図中、光ファイバーガイドカバー 32 は左右に揺動されることになる。なお、ピエゾ素子 29, 31 の数や配置位置は、図 2 および図 3 に示すものに限らず、レンズ 30, 33 の所望の首振り動作のために、他の数や配置位置にピエゾ素子 29, 31 を設けてもよい。

【0042】

図 1 に示す光検出機構 12 は、拡散反射光を集光し伝達する光ファイバーで代表される導波路 34 と、複数の異なる近赤外領域に感度を持つ光検出器 35 と信号処理部 36 からなる。光検出器 35 は、例えばフォトダイオードや光電子増倍管等で構成される。光ファイバーの先端には受光レンズが設けられており、頭部からの拡散反射光を光ファイバーの端面から入射するように集光するものであり、この受光レンズの位置は固定されたものとなっている。

【0043】

光ファイバー（導波路）34は、装着ユニット20のヘルメットに取り付けられ、一端37から生体内を拡散反射した光を集光し、他端から出射し光検出器35に光を入射する。光計測装置10では、装着ユニット20に複数の光ファイバーを接続して近赤外光の多点入射および多点検出ができるが、本実施形態では、簡単のため、基本となる1点入射1点検出、すなわち、光ファイバー19、34がそれぞれ1つずつの装置構成によって詳細を説明する。

【0044】

信号処理部36は、フォトダイオードや光電子増倍管などで構成される光検出器35が検出した光強度を電気信号に変換する。変換された電気信号は、図示しないアナログーデジタル（A/D）変換器によってA/D変換され、演算部14に送られる。

【0045】

脈波データ検出部13は、光検出機構12とは、別の所定の部位38から脈波データを検出する装置である。図1では耳たぶから脈波データを取得する例を示している。脈波センサ39は、被検体の脈波データを取得するためのものである。詳細は後述するように、本発明の光計測装置10では図8の動脈108による脈波ノイズを除去することで、高精度に計測部位の血液分布を検出する。このためには、脈波センサ39は動脈108部分と同等の脈波データを取得できる位置に取り付けられることが望ましい。例えば、脈波センサ39は測定部位に近い位置（耳たぶ等）や、心臓に対して測定部位と距離がほぼ等しい位置に取り付けられる。

【0046】

演算部14は、光検出機構12により検出された拡散反射光データから脈波データ検出部13により検出された脈波データを除去する演算を行う。演算部14は、演算結果に基づいて、生体物質の分布を算出する。

【0047】

表示部15は、演算部14による演算結果を所定のデータ態様により表示する。

【0048】

操作部 16 は、光照射機構 11、光検出機構 12、脈波データ検出部 13、演算部 14、表示部 15、光照射部制御装置 17 に対して操作指示を出す。

【0049】

光照射部制御装置 17 は、操作部 16 からの操作指示により、光源 18 の光強度の調整、波長の選択、分光器の操作、フィルタの切り換え、光ファイバー部のピエゾ素子の制御等を行う。

【0050】

次に、この光計測装置 10 による測定の実理を説明する。なお、ここでは、図 1 に示すように、生体物質として、脳内の血液の分布状態を検出する例を説明する。

【0051】

一般に、大脳内で活性化された部位では血液量が増加するので、血液量の分布を調べることで、大脳内のどの部位が強く活動しているかが分かる。ところで、750nm～2500nm の波長を有する近赤外光は、生体に対する透過率が高く、頭皮や頭蓋骨を透過して大脳皮質内に達する。また、血液中のヘモグロビン は、酸素化型と脱酸素化型で近赤外光に対する吸収率が異なるので、頭部に照射された近赤外光の拡散反射光を解析することで、大脳皮質内の血液量や上記 2 種類のヘモグロビンの分布状況を把握できる。従って、光計測装置によって近赤外光を頭部に照射し、その拡散反射光を解析することで、大脳の状態や機能の研究や調査、試験などが可能となる。

【0052】

従来より、大脳の研究などには fMRI 等も使用されている。しかし、fMRI は非常に高価であり、大型の設備が必要になるのに対し、光計測装置は簡単な設備で容易に計測でき、被験者への負担軽減や低価格化、安全性向上などの効果が期待できる。さらに、fMRI は脱酸素化ヘモグロビンのみを計測可能であるのに対し、光計測装置 10 によれば、酸素化ヘモグロビンをも計測できる点にも特徴がある。

【0053】

次に、ヘモグロビンの濃度の測定の実理を参考文献（日本分光学会測定法シリ

ーズ32、近赤外分光法、尾崎幸洋、河田聡編、学会出版センター、1996年5月20日初版)に基づいて説明する。図4は、血液中のヘモグロビンの吸収スペクトルを示す。横軸は、近赤外域の波長を示し、縦軸は吸光度を示す。曲線C10は、酸素化ヘモグロビンの吸収スペクトルを示し、曲線C11は、脱酸素化ヘモグロビンの吸収スペクトルを示す。酸素化ヘモグロビンは930nmに吸収ピークを持つ。ヘモグロビンが脱酸素化されると、760nmおよび905nmに吸収ピークが現れる。このように、酸素化ヘモグロビンの吸収スペクトルと脱酸素化ヘモグロビンの吸収スペクトルは異なっている。

【0054】

一般に透明試料で成立するランベルトーベール則は生体のような散乱系で多成分(i)の場合、次の式(1)のように表される。

【0055】

【数1】

$$\log(I_0(\lambda)/I(\lambda)) = \sum_i k_i(\lambda) \cdot C_i \quad (1)$$

【0056】

ここで、 $I_0(\lambda)$ は波長 λ の入射光強度、 $I(\lambda)$ は拡散反射光強度、 C_i は、成分(i)の濃度である。定数 k_i は、吸収係数と散乱補正項を含ませ、実験的に実際の組織で求められる場合が多い。式(1)を3波長あるいは4波長で同時に求め、連立方程式を解くと、各成分の濃度 C_i が得られる。例えば、酸素化ヘモグロビンと脱酸素化ヘモグロビンと全ヘモグロビンの濃度を求めるには、780nmの光と805nmの光と830nmの光を照射して式(1)から得られる連立方程式を解けばよい。実際の生体組織では酸素化および脱酸素化ヘモグロビンおよび血液量も変わるため、上記のように波長の異なる3種類以上の光での同時測定が必要となる。しかしながら、それらの波長は上記の780nm、805nm、830nmに限らず、別の波長の近赤外光を用いても良い。

【0057】

従来の近赤外測定装置では、拡散反射光強度 $I(\lambda)$ に図8の動脈108における脈波成分が重なった信号が検出されていた。そのときの信号の様子を図5に

示す。図5 (a) は脈波の時間変化を示し、図5 (b) は、脳活動による酸素化ヘモグロビン濃度、脱酸素化ヘモグロビン濃度、血液量の変化によって生じる信号を示し、図5 (c) は、拡散反射光強度 $I(\lambda)$ のデータを示す。図5 (c) により光検出器35の検出信号には、脈波成分が重なって検出されてしまっていることが分かる。すなわち、観測される拡散反射光強度 $I(\lambda)$ は、式(2) のように表される。

【0058】

【数2】

$$I(\lambda) = I_s(\lambda) + I_d(\lambda) \quad (2)$$

【0059】

ここで、 $I_s(\lambda)$ は、脳活動による酸素化ヘモグロビン濃度、脱酸素化ヘモグロビン濃度、血液量によって生じる信号、 $I_d(\lambda)$ は、脈波成分である。このように、観測される拡散反射光強度 $I(\lambda)$ は、脈波成分を含んでしまい、脳活動による酸素化ヘモグロビン濃度、脱酸素化ヘモグロビン濃度、血液量によって生じる信号を観測することは困難であった。そこで、本発明では、脈波データを別の場所から検出し、その脈波データを拡散反射光強度 $I(\lambda)$ から除去するようにする。このことを図6を用いて説明する。図6 (a) は光検出器35によって計測されるデータであり、式(2)の $I(\lambda)$ に相当する。図6 (b) は、脈波センサ39を介して取得された脈波データであり、式(2)の $I_d(\lambda)$ に対応する。この脈波データを取り除いたもの、すなわち、 $I(\lambda)$ から $I_d(\lambda)$ を減じた信号が、 $I_s(\lambda)$ であり、これが真に観測したい脳活動による酸素化ヘモグロビン濃度、脱酸素化ヘモグロビン濃度、血液量に関するデータである。これらの値を3つの波長の光それぞれに対して求め、連立方程式で解くことにより、脳活動による酸素化ヘモグロビン濃度、脱酸素化ヘモグロビン濃度、血液量を測定することができる。この演算は、演算部14において行われる。

【0060】

また、光検出器35を介して計測されるデータから、脈波データの周波数近傍を遮断周波数とするノッチフィルタを通すことにより脈波データを取り除く方法を用いてもよい。さらに、脳活動の少ない状態において、計測されるデータの振

幅と、脈波データの振幅との比を予め求めておき、脳活動が行われているときに計測されるデータから脈波データの振幅に上記の比に基づいて計算した計算値を差し引くなどの方法により脈波成分を取り除く方法でもよい。

【0061】

また、脈波データは、測定する部位と心臓からの距離がほぼ等しい部位で測定することにより、拡散反射光に乗っている脈波成分と同じ強度変化で検出するようにしてもよい。なお、図5および図6は、一例として測定対象物が血液量である場合のデータを図示している。

【0062】

以上の原理に基づいて、本発明の光計測装置10は、脳活動による酸素化ヘモグロビン濃度、脱酸素化ヘモグロビン濃度、血液量の情報を得ることができる。

【0063】

次に、図1、2および図7を用いて光計測装置10の動作について説明する。ここでは、脳内の酸素化ヘモグロビン、脱酸素化ヘモグロビン、全ヘモグロビンの濃度を求める方法を例にとり説明するが、他の物質、例えば、グルコースなどの濃度も測定することが可能となる。

【0064】

本発明の光計測装置10を用いての計測は、例えば、操作部、演算部、表示部をパーソナルコンピュータ等を用いて形成した装置により行われ、そのパーソナルコンピュータの記憶部に記憶された制御プログラムにより制御されて実行される。図7は、制御プログラムのフローチャートである。

【0065】

まず、操作者は、被験者（生体）1に装着ユニット20のヘルメット21を被せた後、本発明の光計測装置10の動作をパーソナルコンピュータから実行命令を入力することにより開始させる。光計測装置10は、動作開始とともに、以下に記述するフローチャートに従った制御プログラムが実行される。まず、パーソナルコンピュータからの制御信号により光照射部制御装置17を動作させ、送りねじ機構27とモータ26により集光レンズ30を頭皮に接近させる（ステップST10）。そのとき、集光レンズ30付近の測距装置28からの信号がパーソ

ナルコンピュータに送られ、その信号に従って予め決められた距離まで集光レンズ30が接近したか否かが判定する(ステップST11)。集光レンズ30が決められた位置になったら、パーソナルコンピュータからモータ停止信号を送信しモータ26を停止する。

【0066】

次に、パーソナルコンピュータから光照射機構制御装置17に光照射信号を送信させ、近赤外光の頭部への照射を開始する(ステップST12)。このとき、ピエゾ素子29の制御によってレンズ30が高速で動かされて所定範囲を走査し、光照射部制御装置17により光源を動作させ、3波長 λ_1 , λ_2 , λ_3 の光を交互に照射する。そして、それぞれの波長に対して検出された拡散反射光の強度 $I(\lambda_1)$, $I(\lambda_2)$, $I(\lambda_3)$ を演算部14に送る(ステップST13)。また、パーソナルコンピュータによって同時に、同一被験者の脈波データを脈波データ検出部13により計測し、計測値を演算部14に送る(ステップST14)。

【0067】

演算部14は、ステップST13で取得した各波長に対する拡散反射光の強度データから、ステップST14で取得した脈波データを差分をとることでノイズ除去し(ステップST15)、各波長に対する信号 $I_s(\lambda_1)$, $I_s(\lambda_2)$, $I_s(\lambda_3)$ を求め、式(1)に従った連立方程式を解くことにより酸素化ヘモグロビン濃度、脱酸素化ヘモグロビン濃度、全ヘモグロビン濃度を計算する。そして、全ヘモグロビン濃度から血液量を推定する演算を行う(ステップST16)。この血液量の推定では、予め被験者のヘマトクリット値を記憶させておき、その値に基づいて血液量を計算する。それらの結果をパーソナルコンピュータの表示部15により、数値データやグラフあるいは脳内の立体的な分布図として表示する(ステップST17)。光計測装置10は、操作者の停止指示、または、所定量のデータを取得した後に計測を終了する(ステップST18)。

【0068】

以上の測定により、酸素化ヘモグロビン濃度、脱酸素化ヘモグロビン濃度、全ヘモグロビン濃度および血液量を測定することができる。

【0069】

なお、上記の光計測装置において、光照射機構の光ファイバーを複数それぞれ異なる位置に配置し、また、光検出機構の光ファイバーを複数それぞれ異なる位置に配置し、それぞれの異なる位置で近赤外光強度を検出することにより、酸素化ヘモグロビン濃度分布、脱酸素化ヘモグロビン濃度分布、全ヘモグロビン濃度分布、血液量分布を得ることができる。また、本実施形態においては、ヘルメットを頭部に取り付ける例で説明したが、それに限らず、頭部以外の他の部位に適合するプローブを用いることにより、頭部以外での酸素化ヘモグロビン濃度、脱酸素化ヘモグロビン濃度、全ヘモグロビン濃度および血液量の計測を行うことができる。さらに、本実施形態では、脳内の血液の分布状態の計測について説明したが、同様の方法によって血液中のグルコースの分布等も計測することができる。

【0070】

例えば、血液のグルコースを含む成分それぞれの式(1)のkに対応する値を予め求めておき、血液の成分の数の異なる波長の近赤外光を照射し、その検出光の強度を求め、連立方程式を解くことにより、それぞれの成分を得ることができる。それにより、グルコースの濃度も求めることができる。

【0071】

【発明の効果】

以上の説明で明らかなように本発明によれば、脳内など所定の生体部位における血液の分布状態等の生体情報を高精度に計測することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】

本発明に係る光計測装置の代表的実施形態の全体構成および使用状態を示す図である。

【図2】

照射用光ファイバーが第1の装着ユニットに取り付けられた様子を示す要部縦断面図である。

【図3】

照射用光ファイバーが第2の装着ユニットに取り付けられた様子を示す要部縦断面図である。

【図4】

血液中のヘモグロビンの吸収スペクトルを示す図である。

【図5】

信号の波形を示す図であり、(a) 脈波の時間変化、(b) 脳活動による生体物質の変化による信号、(c) 近赤外光による検出信号である。

【図6】

信号の波形を示す図であり、(a) 近赤外光による検出信号、(b) 脈波の時間変化、(c) 脳活動による生体物質の変化による信号である。

【図7】

本発明の実施形態の手順を示した図である。

【図8】

頭部に近赤外光を照射したときの拡散反射光として検出されるまでの様子を示す図である。

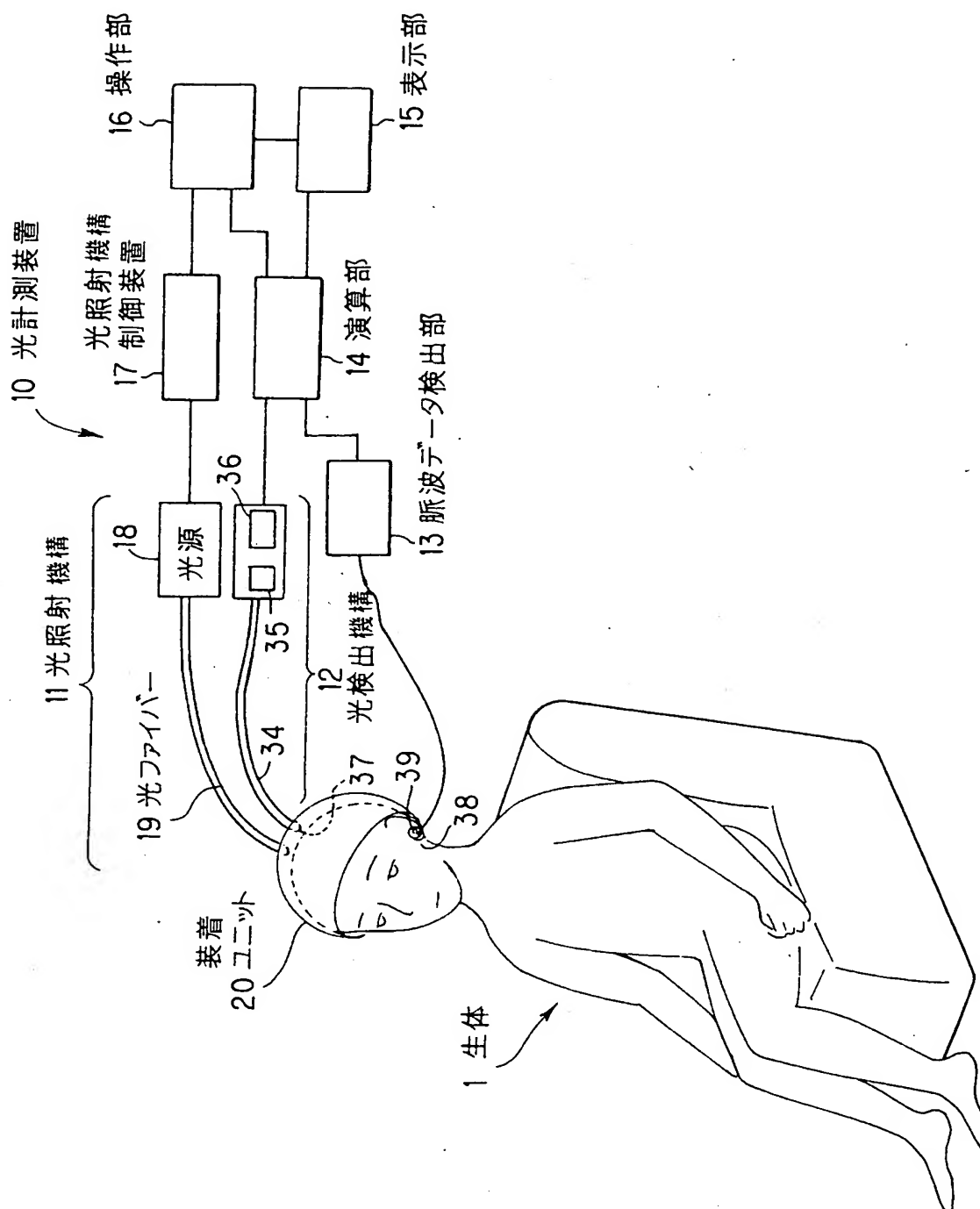
【符号の説明】

| | |
|----|----------|
| 1 | 生体 |
| 10 | 光計測装置 |
| 11 | 光照射機構 |
| 12 | 光検出機構 |
| 13 | 脈波データ検出部 |
| 14 | 演算部 |
| 15 | 表示部 |
| 16 | 操作部 |
| 17 | 光照射部制御装置 |
| 18 | 光源 |
| 19 | 光ファイバ |
| 20 | 装着ユニット |
| 21 | ヘルメット |

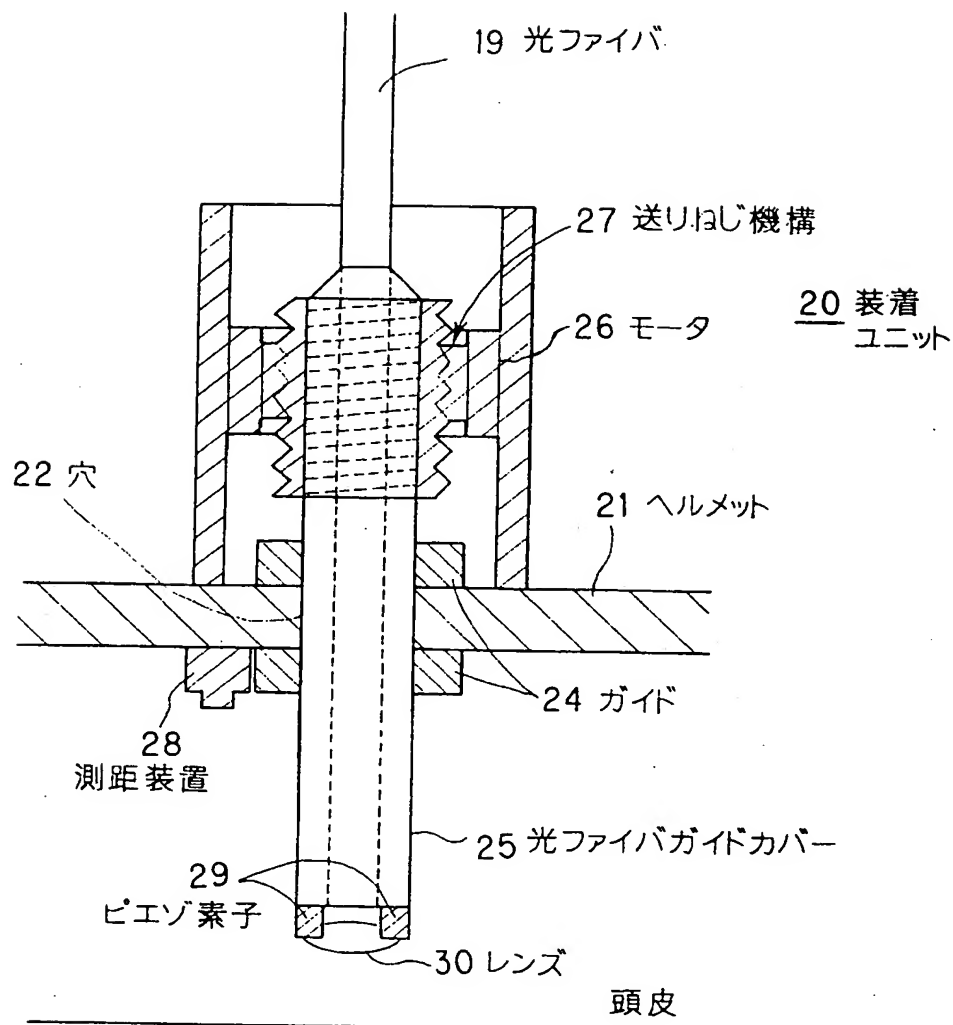
| | |
|----|--------------|
| 22 | 穴 |
| 24 | ガイド |
| 25 | 光ファイバーガイドカバー |
| 26 | モータ |
| 27 | 送りねじ機構 |
| 28 | 測距装置 |
| 29 | ピエゾ素子 |
| 30 | レンズ |

【書類名】 図面

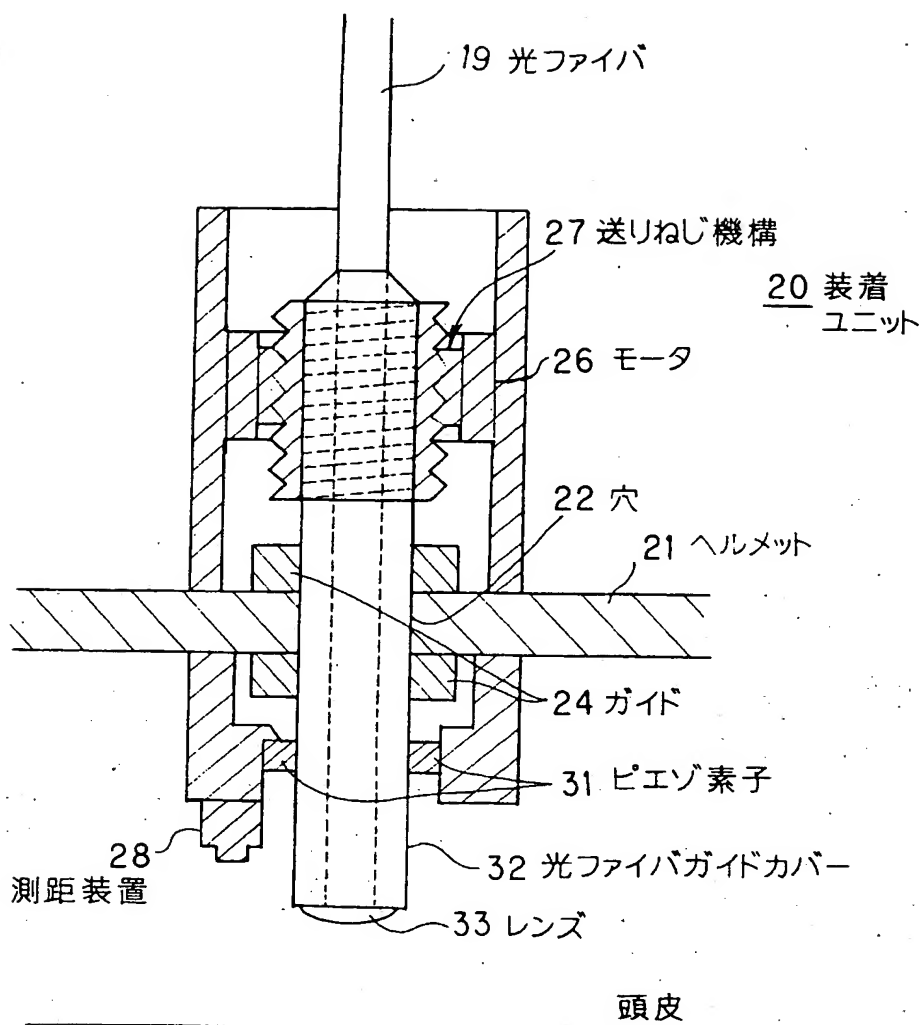
【図 1】



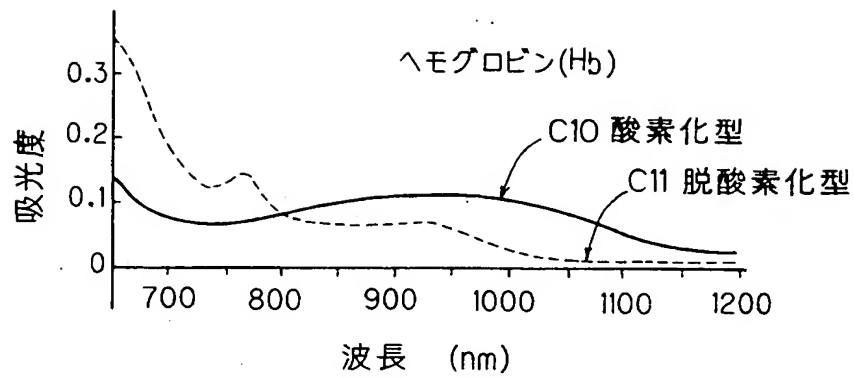
【図 2】



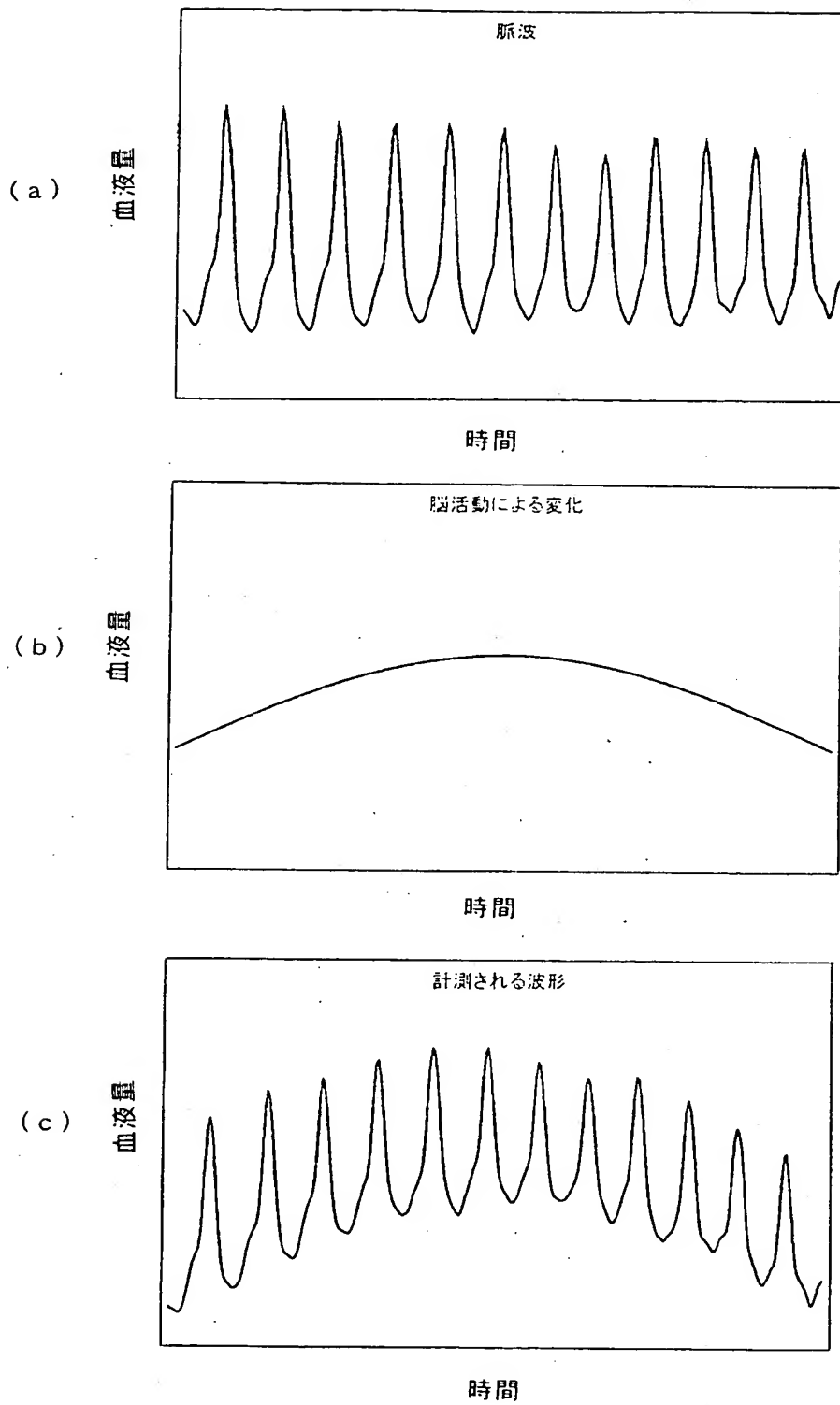
【図 3】



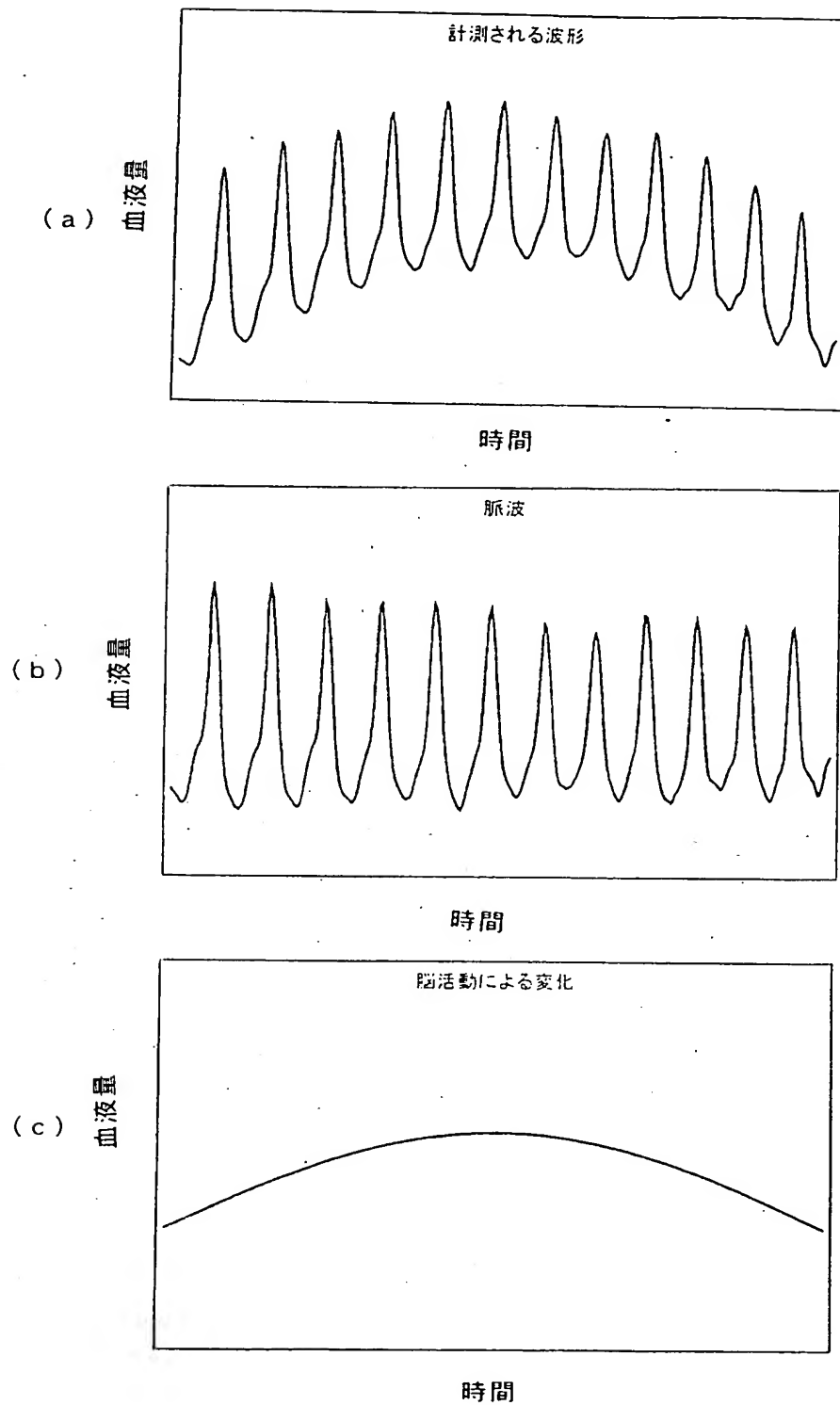
【図 4】



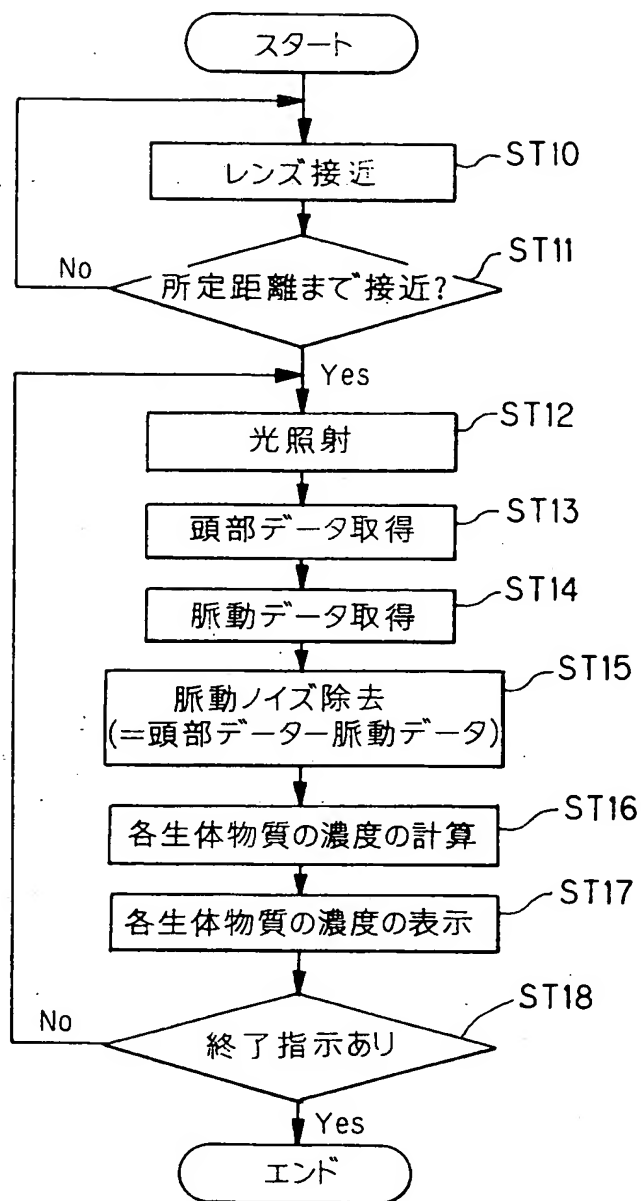
【図 5】



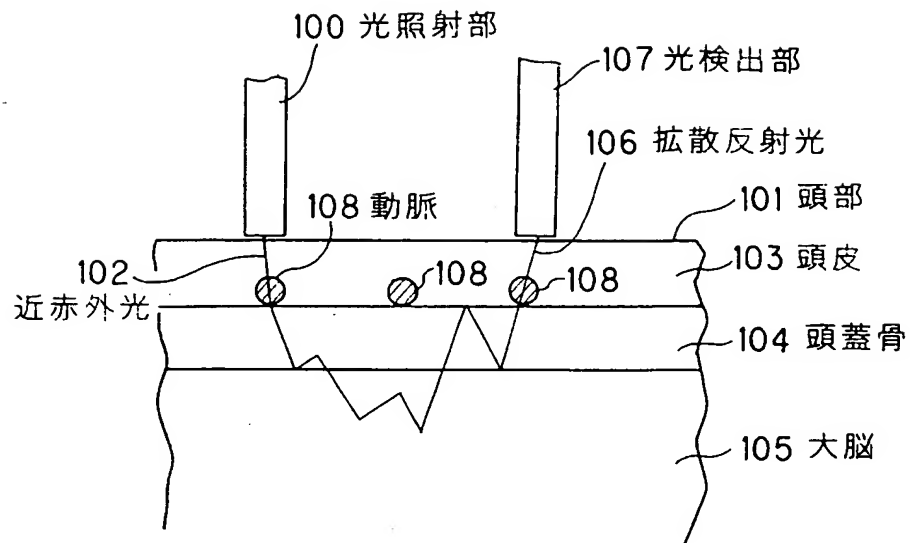
【図 6】



【図 7】



【図 8】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 脳内や他の部位での血液分布やグルコースなどの生体物質の分布などの正確な測定をすることができる光計測装置を提供する。

【解決手段】 近赤外光を生体の所定の部位に入射した結果、出射する拡散反射光の解析に基づき生体物質に関する情報を検出する光計測装置 10 であって、近赤外光を生体の所定の部位に照射する光照射機構 11 と、拡散反射光を検出する光検出機構 12 と、生体の所定の部位とは別の所定の部位から脈波データを検出する脈波データ検出部 13 と、光検出機構 12 により検出された拡散反射光に基づいた拡散反射光データから脈波データ検出部 13 により検出された脈波データを除去する演算部 14 と、演算部 14 による演算結果を所定のデータ態様により表示する表示部 15 と、を有する。

【選択図】 図 1

特願 2002-340679

出願人履歴情報

識別番号

[000005326]

1. 変更年月日

1990年 9月 6日

[変更理由]

新規登録

住 所

東京都港区南青山二丁目1番1号

氏 名

本田技研工業株式会社